

2극 수직자계를 이용한 Magnetic Tomography 설계와 제작

박은식, 박관수
한국해양대학교 전기공학과

Design and Fabrication of the Magnetic Tomography System by using two poles perpendicular field

Eun-Sik Park and Gwan Soo Park
Dept. Electrical Engineering, Korea Maritime University

Abstract - 본 연구는 탐지 대상물체의 형상인식이 가능한 비접촉, 원격 탐지장치의 개발에 관한 것이다. 형체인식용 비접촉 시스템은 주로 Magneto-Impedance법과 Magneto-Inductance법이 있으며, Magneto-Inductance법은 왜곡이 적고, 인체나 탐지 대상물체에 손상을 가져오지 않는다. 본 연구에서는 2극으로 디자인 된 Magnetic Tomography System을 이용하여 물체의 위치에 따른 투자율 변화량을 계산 및 실측하였다.

원통형 센서 안에 어떠한 물체가 있다고 가정했을 때 그 물체의 투자율은 공기 중에서와 다르다. 따라서 물체가 없을 때, 즉 투자율이 1일 때의 B값을 검출한 후 물체가 있을 때의 투자율 변화에 따른 B값의 차이를 검출한다. 이 ΔB 의 값으로 물체의 위치 및 크기, 물체가 몇 개 있는지를 알아내는 것이 목적이다. 물체의 위치를 추적하기 위하여 우선 물체의 투자율 값과 위치를 임의로 선정하여 유한요소 해석 프로그램을 통하여 디자인 한 후 이에 따른 데이터 베이스를 구성한다.

1. 서 론

Tomography는 비파괴 검사나 MRI 처럼 보이지 않는 곳을 절단하지 않고도 볼 수 있도록 나타내는 기술로 Tomography의 핵심 기술은 센서내의 물체의 재질을 센서로 감지를 한 후 센서신호를 재구성하여 실시간으로 배관 내부의 상태를 검진하는 것이다.

Tomography의 종류에는 크게 반사파를 이용한 Reflection Tomography와 전자를 이용한 Emission Tomography, 또 전자장을 이용한 Magnetic Tomography가 있다. 자성체의 탐지용으로 사용할 수 있는 Sensor로는 첫째로 Induction Type이 있다. 이것은 인가되는 교류자기에 의하여 유기되는 탐지대상의 와전류를 측정하는 방법으로 현재 원자력 발전소의 순환 배관의 결함검출용으로 주로 사용되고 있다. 이것은 탐지대상의 도전율의 변화를 Searching Coil이나 Rotating Coil로서 감지하는 방식으로 탐지대상이 도전율이 낮은 재료는 탐지하지 못한다. 탐지용으로 사용되기 위해서는 MRI나 SQUID와 같은 고가의 장비를 사용하는 것이 비현실적이며 설치에서도 문제가 된다. 따라서 간편하게 이동 및 설치가 가능하며 비교적 저렴한 장치가 필요하게 된다. 본 논문에서는 Magnetic Inductance 타입의 센서를 구성하여 민감도를 향상시키는 방법을 서술한다.

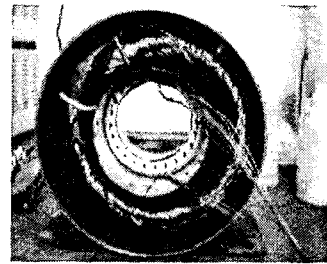


그림 2 실험장치

그림 2는 유도기를 사용하여 제작한 실험 장치이다. 외부의 코일부분이 유도기이고, 내부의 검은 점들이 Hall Sensor이며, 파란 선이 Hall Sensor의 데이터선이다. 그림 3은 그림 2의 실험장치의 구조를 유한요소 해석 프로그램으로 디자인 한 것이다. 그림 3에서 보듯이 Hall Sensor를 수직으로 위치시켜 B_y 값만 검출하였다. 이는 B_y 값이 최대인 지점을 찾기가 쉽고 또한 Hall Sensor가 얼마나 정교하게 삽입되었는지 눈으로 판단하기 어렵기 때문에 B_n 보다는 B_y 값을 선택하였다.

2. 본 론

2.1 개요

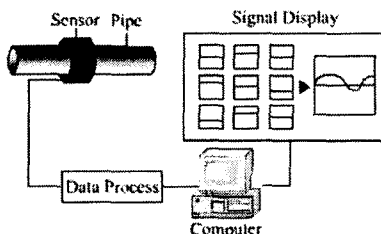


그림 1 시스템 개요도

그림 1은 Magnetic Tomography의 개요도 이다.

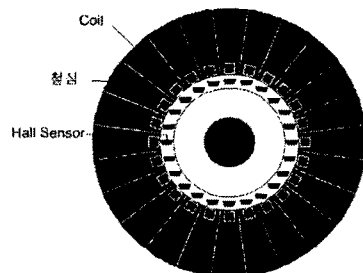


그림 3 실험장치의 개요도

2.1.1 관련이론

담지대상 물체에 의한 미소 자기장을 검출할 수 있는 시스템을 해석 및 설계하기 위해서는 자성체의 결정자기 이방성(Crystal Anisotropy)과 형상 자기 이방성(Shape Anisotropy) 효과, 기계적 Stress에 의한 전자기적 영향, 자기 Hysteresis에 의한 영향을 해석할 수 있어야 한다. 즉 아래와 같은 Maxwell 방정식의 전개에서

$$\nabla \times H = J \quad (1)$$

$$B = \mu_0 (H + M) \quad (2)$$

$$B = \nabla \times A \quad (3)$$

식 (2)와 같이 자속밀도 B와 자계의 세기 H, 그리고 자화량 M을 독립변수로 주어야 한다. 이것은 자성체의 이방성이나 Hysteresis 현상으로 인하여 자계의 세기 H와 자속밀도 B의 선형 함수적인 관계가 더 이상 성립하지 않기 때문이다.

$$H = \nu B - \nu_r M \quad (4)$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = J + \nu_r \nabla \times M \quad (5)$$

$$-(\nabla \cdot \nu \nabla) A = J + \nu_r \nabla \times M \quad (6)$$

따라서 식 (6)에서 자화율(Magnetic Susceptibility) ν 를 Tensor로 처리함으로써 자기 이방성을, 자화량 M을 변수로 처리함으로써 Hysteresis를 해석할 수 있게 된다. 식 (6)으로부터 유한요소법(Finite Element Method)을 적용한다.

2.2 디자인 및 실험방법

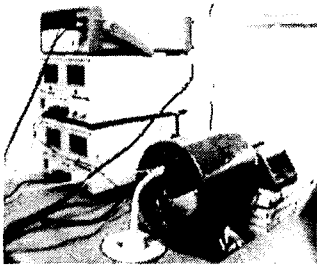


그림 4 실험장치의 전반적인 구조

그림 2에서 중심으로부터 반지름 3.5[Cm] 떨어진 지점에 24개의 전류와 Hall Sensor를 위치시키고, 내부의 물체를 1번부터 24번 지점까지 B_z 값을 측정한다. 이때 물체의 위치를 변경하며 측정하고, 또 물체의 크기를 변화시켜 ΔB_z 값을 측정한다. 물체의 지름은 1.2, 2.5, 3[Cm] 세 개를 비교 측정하며, 물체의 위치에 따른 ΔB_z 은 지름 3[Cm]를 기준으로 위치를 변경해가면서 측정하였다. 코일의 전류는 3.1[A]이며, 한 상에 10[V]의 전압을 인가하였다. Hall Sensor의 번호는 그림 5와 같다. 각도로 보면 0도에서부터 반 시계방향으로 1~24번 까지 15도마다 하나씩 위치한다. 전류의 방향도 그림 5와 같다. Hall Sensor는 병렬로 연결하여 5[V]의 전압을 인가하였다. Hall Sensor에서 나오는 신호는 오실로스코프를 통하여 하나씩 측정하였다. Hall Sensor의 Range는 0~1000[G]까지이며, 2.5[V]의 기본 전압에서 0~5[V]까지의 변화량을 가우스로 환산하여 사용하였다. 중심에 들어가는 물체의 투자율은 1000으로 계산 하였으며 Hall Sensor의 Range가 크기 때문에 작은 투자율보다는 우선 철의 경우처럼 큰 투자율을 기준으로 계산하였다.

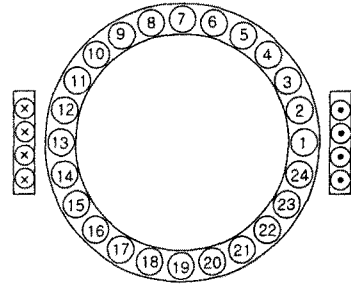


그림 5 Hall Sensor 번호 및 전류방향

3. 결 과

3.1 물체의 크기에 따른 변화

우선 물체가 중심에 있을 때를 기준으로 지름 1.2[Cm], 2.5[Cm], 3[Cm]의 변화량을 살펴보았다. 그림 8은 물체가 중심에 있을 경우 물체의 크기에 따른 ΔB_z 의 변화량의 그래프이다. 실험 값과 계산 값의 차이는 거의 없었으며, 실험 값은 그림 6에서와 같이 약간 좌우대칭이 되지 않았는데 이는 물체의 위치를 정확하게 중심에 위치하지 못한 오차라 판단 할 수 있다.

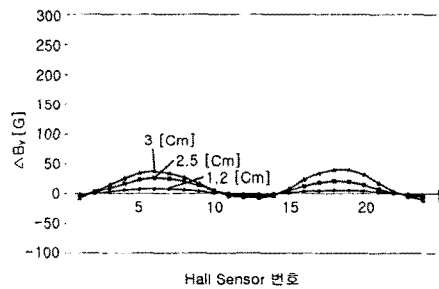


그림 6 물체가 중심에 있을 경우

그림 7은 물체가 위에 있을 경우에 대한 실험 값을 나타내고 있다. 7번 Hall Sensor 부근에 물체를 위치 하였으므로 7번 Hall Sensor에서 가장 크다. 또한 물체의 지름이 크면 클수록 ΔB_z 값도 커진다는 것을 알 수 있다.

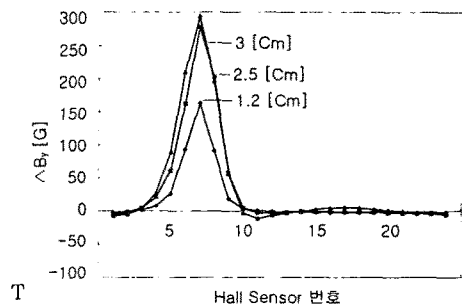


그림 7 물체가 위에 있을 경우

그림 8에서 물체가 좌측에 있을 경우에도 ν 가 최대가 되는 위로 이동하였을 경우보다는 덜 하지만 물체의 크기에 따른 변화량을 알 수 있었다.

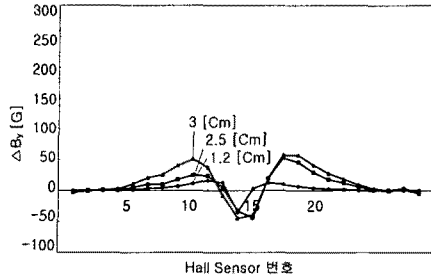


그림 8 물체가 좌측에 있을 경우

따라서 물체의 크기에 따른 ΔB_y 의 검출에 있어서 실험 값이 계산 값과 거의 일치하며 물체의 크기를 검출할 수 있었다.

3.2 물체의 위치에 따른 변화

위치에 따른 ΔB_y 의 변화량 측정은 물체를 중심에서 좌로 0.75cm씩 옮겨가며 측정해 보았고, 또 물체를 위로 이동시켜 측정도 해보았다. 이 때 물체가 위로 이동하였을 경우는 B_y 의 값이 최대가 되는 방향으로 이동하였기 때문에 ΔB_y 의 값이 최대가 되었다.

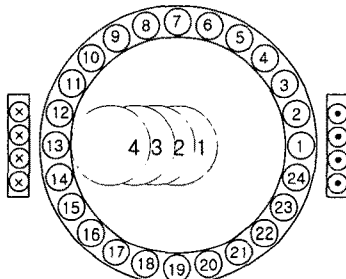


그림 9 물체가 좌측으로 이동할 때

그림 9는 물체의 위치에 따른 경우를 4가지로 표현한 것이다. 그래프에 위치를 나타내기 위해서 편의상 1, 2, 3, 4의 위치로 표현한다. 물체가 위로 이동할 경우의 번호도 동일한 순서로 표현한다.

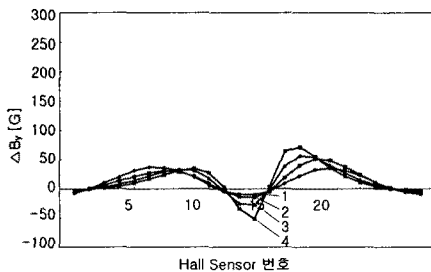


그림 10 물체가 좌측으로 이동시 그래프

그림 9는 물체가 좌측으로 이동할 때의 그래프이다. 물체가 좌로 이동할 때는 B_y 의 변화량이 적기 때문에 ΔB_y 값이 그리 크지 않다. 하지만 위치가 변화함에 따라서 그래프의 모양도 가까이 가는 Hall Sensor 주변의 값이 커짐을 알 수 있다.

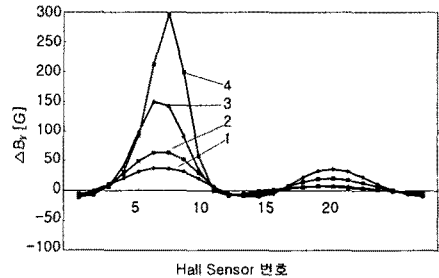


그림 11 물체가 상단으로 이동시 그래프

그림 11는 B_y 의 값이 가장 큰 방향으로 이동하는 그래프이다. 따라서 ΔB_y 의 값은 가장 크며 이동하는 위치에 따른 ΔB_y 의 값도 많은 차이를 보였다.

4. 결 론

위에서 세 가지의 크기에 대하여 테스트해 본 결과 B_y 값의 변화량은 Hall Sensor 만으로도 충분히 측정할 수 있는 값을 얻었다. 또, 위치 변화에도 민감한 반응을 보여 좋은 결과라고 판단되어진다. 크기의 변화량과 위치의 변화량은 센서감지 범위의 폭으로 구분할 수 있었다. 또한 실험 값과 측정값의 오차가 거의 없었으며 오차는 대부분 Hall Sensor의 각도에 따른 오차였다. 실험 결과, 낮은 투자율에서의 검출을 위하여 보다 정밀한 Range를 갖는 Sensor를 사용하여야 한다. 또한 이 실험 결과를 컴퓨터를 통하여 데이터화하여 실시간 모니터링 시스템을 구축할 수 있다.

[참 고 문 헌]

- [1] Journal of Communications Technology and Electronics, Vol. 42, No. 4, 1997, pp. 469-474. Translated from Radiotekhnika i Elektronika, Vol. 42, No. 4, 1997, pp. 506-512.
- [2] Natterer, F., The Mathematics of Computerized Tomography, Chichester: Wiley, 1986. Translated under the title Matematicheskii aspekt komp'yuternoi tomografii, Moscow: Mir, 1990.
- [3] Barber, D.C. and Brown, B.H., J. Phys. E: Sci. Instrum., 1984, vol. 17, no. 9, p. 723.
- [4] Powell, H.M., Barber, D.C., and Freeston, I.L., Clin. Phys. Physiol. Meas., 1987, vol. 8, suppl. A, p. 109.
- [5] Brown, B.H. et al, 1994. Cardiac and respiratory related electrical impedance changes in the human thorax. IEEE Trans. Biomed. Eng. 41(8):729-734.
- [6] Hong, H.D. & M.D. Fox. 1995. Magnetic backprojection imaging of the vascular lumen. IEEE Trans. Biomed. Eng. 42(1): 102-108.
- [7] Muftuler, L.T. & Y.Z. Ider. 1996. Measuring AC magnetic field distribution using MRI. In Proc. 18th Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (Amsterdam).
- [8] Srebro, R. 1996. Iterative refinement of the minimum norm solution of the bioelectric inverse problem. IEEE Trans. Biomed. Eng. 43: 547-552.
- [9] Golub, G.H. & C.F. Van Loan. 1996. Matrix Computations. Third edition, Johns Hopkins University Press, Baltimore.
- [10] Williamson, S.J. & L. Kaufman. 1981. Biomagnetism topical review. J. Magnetism Magn. Mater. 22: 129-201.